

⑯ 日本国特許庁 (JP)

⑪ 特許出願公開

⑫ 公開特許公報 (A)

平3-198839

⑬ Int.Cl.<sup>5</sup>

A 61 B 8/06

識別記号

庁内整理番号

9052-4C

⑭ 公開 平成3年(1991)8月30日

審査請求 未請求 請求項の数 1 (全6頁)

⑤ 発明の名称 超音波診断装置

⑥ 特 願 平1-338240

⑦ 出 願 平1(1989)12月28日

⑧ 発明者 内堀 孝信 栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メディカルエンジニアリング株式会社内

⑨ 出願人 株式会社東芝 神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

⑩ 出願人 東芝メディカルエンジニアリング株式会社 栃木県大田原市下石上1385番の1

⑪ 代理人 弁理士 鈴江 武彦 外3名

明細書

1. 発明の名称

超音波診断装置

2. 特許請求の範囲

超音波振動子により被検体に対して超音波を送受波し、これにより得た受波信号から抽出手段により予め設定されたレンジゲート位置の血流によるドプラ信号を抽出し、このドプラ信号を処理して血流情報を表示する超音波診断装置において、前記抽出手段は設定されたレンジゲートを分割し、この分割されたレンジゲート毎に前記受波信号からドプラ信号を各々抽出し、この抽出手段で得た前記各々のドプラ信号を加算し前記設定されたレンジゲート位置からのドプラ信号を得る加算手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

3. 発明の詳細な説明

【発明の目的】

(産業上の利用分野)

本発明は、心臓内あるいは血管内の血流などの運動する反射体の速度を検出または測定するこ

とができる超音波診断装置に関する。

(従来の技術)

超音波診断装置において、パルスドプラ血流計測装置は無侵襲で生体内の血流速度が計測できることから、数々の装置が開発されている。ここで実用化されているパルスドプラ血流計測装置の1つについて構成及び動作について説明する。

この装置は、生体内の任意の設定点の血流速度をパルスドプラ法を用いて、非侵襲的に測定するものである。

第3図はこの種のパルスドプラ血流計測装置の一例を示す概略ブロック図、第4図は前記装置の各部のタイミングチャート図である。

第3図及び第4図を参照して装置について説明する。まずクロックパルス発生回路1はクロックパルスaを発振し、このクロックパルスaをレートパルス発生回路2及びレンジゲート回路1,2に出力する。レートパルス発生回路2は分周回路及びゲート回路等を備え、前記レートパルス発生回路2から入力するクロックパルスbに基づき、超

音波繰り返し周波数に相当するレートパルス b を発生しパルサー 3 及びレンジゲート回路 1 2 に出力する。

パルサー 3 は供給されたレートパルス b から高電圧の駆動パルスを作り、超音波振動子 4 を駆動する。超音波振動子 4 は電気信号を機械振動に変換し、生体表面 5 を介して生体内へ超音波を送波する。この超音波は生体内的血管壁 6 及び血管内の血流 7 (主に赤血球) により一部反射され、そのエコー信号は同一の超音波振動子 4 で受信され、電気信号 d に変換される。

ここで説明を簡単にするために、血管内に单一の反射移動物体があると仮定する。この場合得られる反射信号は次式で表される。

$$S = A \cos (w_o t + \phi_c) + B \cos (w_o + w_d) t \quad \dots (1)$$

ここで  $w_o = 2\pi f_o$  、  $w_d = 2\pi f_d$

$f_c$  : 超音波周波数

t : 時間

$f_d$  : ドプラ偏移周波数

周波数等の高調波成分を除去する。

そして生体内の血流が流れている深さの位置 8 だけのドプラ信号を抽出するため、前記ローパスフィルタ 1 1 からの信号をサンプルホールド回路 1 3 に出力する。

レンジゲート回路 1 2 は遅延時間が任意に設定でき、この場合超音波が振動子 4 からサンプリングポイント位置 (レンジゲート位置ともいう。) 8 まで往復する時間だけ、信号 b より遅延し、設定された長さに対応する幅を有するサンプリングパルス c をサンプルホールド回路 1 3 に加える。

サンプルホールド回路 1 3 は、サンプリングパルス c によりローパスフィルタ 1 1 の出力信号を積分し、サンプリングする。バンドパスフィルタ 1 4 は、サンプルホールド回路 1 3 でのサンプリングにより生じた高調波成分及び血管等の固定反射信号または比較的ゆったりした動きによるドプラ偏移周波数を除去し、血流によるドプラ周波数を抽出する。次に周波数分析器としての FFT 1 5 を介して周波数スペクトルパターンを

B : ドプラ信号の振幅定数

A : クラッタ (血管壁エコー等) 信号の振幅定数

c : クラッタ (血管壁エコー等) 信号の位相角である。またドプラ偏移周波数  $f_d$  は次式で表示される。

$$f_d = [(2v \cdot \cos \theta) / s] \cdot f_c \dots (2)$$

v は血管内部の血球 (血流) 速度、θ は超音波進行方向と血流方向の角度、s は生体内における超音波伝搬速度である。したがって、血流速度はドプラ偏移周波数に対応するので、パルスドプラ血流計測装置はこのドプラ偏移周波数  $f_d$  のみを抽出する。

すなわち、前置増幅器 9 は前記超音波振動子 4 から入力する前記電気信号 d を増幅した後、ミクサ回路 1 0 に出力する。ミクサー 1 0 は前記前置増幅器 9 から入力する電気信号 d とクロックパルス発生回路 1 から入力するクロックパルス a とを混合する。そしてローパスフィルタ 1 1 は、前記ミクサー 1 0 から入力する混合信号のうち超音波

表示器 1 6 に表示する。このようにして、パルスドプラ血流計測装置は血流速度に対するドプラ偏移周波数を検出する。

#### (発明が解決しようとする課題)

しかしながら、従来のパルスドプラ血流計測装置では、次のような問題がある。すなわち前記パルスドプラ血流計測装置は、血流内の血球等の散乱体からの反射波を加算し、スペクトル解析しているため、これら散乱体からの反射波の干渉の結果、表示ドプラスベクトラム上にスペックルパターンを生じ、計測時の誤差の要因になったり、みかけ上の美しさを損ねたりしていた。

そこで本発明の目的は、表示ドプラスベクトラム上のスペックルパターンを減少し、計測時の誤差を低減し、しかもドプラスベクトラム上のみかけ上の美しさを損なうことのない超音波診断装置を提供することにある。

#### [発明の構成]

#### (課題を解決する為の手段)

本発明は上記の課題を解決し目的を達成する

為に次のような手段を講じた。本発明は、超音波振動子により被検体に対して超音波を送受波し、これにより得た受波信号から抽出手段により予め設定されたレンジゲート位置の血流によるドプラ信号を抽出し、このドプラ信号を処理して血流情報を表示する超音波診断装置において、前記抽出手段は設定されたレンジゲートを分割しこの分割されたレンジゲート毎に前記受波信号からドプラ信号を各々抽出し、この抽出手段で得た前記各々のドプラ信号を加算し前記設定されたレンジゲート位置からのドプラ信号を得る加算手段を備えたことを特徴とする。

## (作用)

このような手段を講じたことにより、次のような作用を呈する。設定されたレンジゲートをいくつかのレンジゲートに分割し、その分割されたレンジゲート毎に積分及びサンプリングしてドプラ信号を抽出すると、位相情報がなくなる。この位相情報がなくなった状態で加算を行ない、これら加算した信号を設定されたレンジゲート位置か

力する。

バルサー3は、供給されたレートパルスbから高電圧の駆動パルスを作り、超音波振動子4を駆動する。超音波振動子4は電気信号を機械振動に変換し、生体表面5を介して生体内へ超音波を送波する。この超音波は生体内の血管壁6及び血管内の血流7(主に赤血球)により一部反射され、そのエコー信号は同一の超音波振動子4で受信され、電気信号dに変換される。

したがって、血流速度はドプラ偏移周波数に対応するので、パルスドプラ血流計測装置はこのドプラ偏移周波数f dのみを抽出する。

すなわち、前置増幅器9は前記超音波振動子4から入力する前記電気信号dを増幅した後、ミクサ回路10に出力する。ミクサー10は前記前置増幅器9から入力する電気信号dとクロックパルス発生回路1から入力するクロックパルスaとを混合する。そしてローパスフィルタ11は、前記ミクサー10から入力する混合信号のうち超音波周波数等の高調波成分を除去する。

らの血流によるドプラ信号として、血流情報を表示するので、空間的なコンパウンド効果が得られ、スペックルパターンが減少でき、ドプラスペクトラムを使用した際の計測時の誤差や表示ドプラスベクトラムのみかけ上の美しさを損なわなくなる。

## (実施例)

以下、本発明の具体的な実施例を説明する。第1図は本発明に係る超音波診断装置の一実施例を示す概略ブロック図、第2図はパルスドプラのタイミングチャート図である。なお前記第3図及び第4図に示す部分と同一部分は同一符号を付し、その詳細は省略する。

以下実施例について詳細に説明する。まずクロックパルス発生回路1はクロックパルスaを発振し、このクロックパルスaをレートパルス発生回路2及びレンジゲート回路12に出力する。レートパルス発生回路2は、前記レートパルス発生回路2から入力するクロックパルスaに基づき、超音波繰り返し周波数に相当するレートパルスbを発生しバルサー3及びレンジゲート回路12に出

そして生体内の血流が流れている深さの位置8だけのドプラ信号を抽出するため、前記ローパスフィルタ11からの信号を3つのサンプルホールド回路13A~13Cに出力する。

次に本実施例の特徴について説明する。すなわち本実施例は、超音波診断装置に抽出手段として、レンジゲート回路12a、前記ローパスフィルタ11の出力端子に接続される前記3つのサンプルホールド回路13A~13C、これら3つのサンプルホールド回路13A~13Cの出力端子に接続される3つのバンドパスフィルタ14A~14C、これら3つのバンドパスフィルタ14A~14Cに接続される3つのFFT15A~15Cを設け、これら3つのFFT15A~15Cの出力端子に接続される加算手段としての加算器17を設けている。

前記レンジゲート回路12aは遅延時間が任意に設定でき、この場合超音波が振動子4からサンプリングポイント位置8まで往復する時間だけ、信号bより遅延し、設定された長さに対応する幅

を有するサンプリングパルス c を、第 2 図に示すように時間方向に例えればサンプリングパルス x, y, z に 3 分割し、これら 3 分割されたサンプリングパルス x, y, z をサンプルホールド回路 13 A ~ 13 C に出力する。

前記サンプリングホールド回路 13 A ~ 13 C は、前記レンジゲート回路 12 a から入力するサンプリングパルス x, y, z によりローパスフィルタ 11 からのエコー信号 d<sub>1</sub>, d<sub>2</sub>, d<sub>3</sub> をそれぞれサンプリングし、積分する。

バンドパスフィルタ 14 A ~ 14 C は、前記サンプリングホールド回路 13 A ~ 13 C によるサンプリングにより生じた高調波成分及び血管等の固定反射信号または比較的ゆったりした動きによるドプラ偏移周波数を除去し、血流によるドプラ周波数を 3 つ抽出する。

次に周波数分析器としての FFT 15 A ~ 15 C は、前記バンドパスフィルタ 14 A ~ 14 C から入力する 3 つのドプラ周波数を周波数分析し、位相情報のないパワースペクトラムを得

ではない。上述した実施例においては、サンプリングパルス c を 3 等分してサンプリングパルス x, y, z を生成したが、本発明はこれに限定されるものではなく、その他の分割数であっても良い。またパワースペクトラムを加算するときにはそれぞれのパワースペクトラムに重み付けを行った後に加算するようにしても良い。

さらに本発明は電子走査型超音波診断装置にも適用できる。この電子走査型超音波診断装置は、例えばセクタ電子走査型超音波診断装置やリニア電子走査型超音波診断装置があり、ここではセクタ電子走査型超音波診断装置の特有部分について説明する。

このセクタ電子走査型超音波診断装置は、複数の超音波振動子を併設する振動子群、この振動子群の各々の振動子を駆動し超音波ビームを送波させるパルサー群、超音波を所定方向にセクタスキヤンすべく、前記レートパルス発生器 2 からのレートパルスを前記各々の振動子に対応して所定時間遅延させる送信遅延回路群を有する。

る。

そして前記加算器 17 は、前記 FFT 15 A ~ 15 C から入力する 3 つのパワースペクトラムを加算すると、周波数スペクトルパターンを表示器 16 に表示する。

このように本実施例によれば、設定されたレンジゲートを 3 つのレンジゲートに分割し、その分割されたレンジゲート毎にエコー信号 d<sub>1</sub> ~ d<sub>3</sub> をサンプリング及び積分し、FFT 15 A ~ 15 C で周波数分析し、パワースペクトラム信号でドプラ信号を抽出すると、位相情報がなくなる。この位相情報がなくなった状態で加算を行ない、これら加算した信号を設定されたレンジゲート位置からの血流によるドプラ信号として、血流情報を表示するので、空間的なコンバウンド効果が得られ、スペックルパターンが減少できる。またドプラスペクトラムを使用した際の計測時の誤差や表示ドプラスペクトラムのみかけ上の美しさを損なわなくなる。

なお本発明は上述した実施例に限定されるもの

また前記装置は、前記振動子群を介して被検体からの反射超音波を受信しこの受信信号を増幅するプリアンプ、このプリアンプからの信号に対して、前記送信遅延回路群でかけた遅延時間を元に戻すように遅延時間をかける受信遅延回路群を有する。さらには前記装置は、前記受信遅延回路群及び前記送信遅延回路群の遅延時間を制御する遅延制御回路、前記受信遅延回路群からの各々の振動子からの受信信号を加算する加算回路を備えることを特徴としている。

このように構成された装置によれば、まずレートパルス発生器 2 からのレートパルスは、送信遅延回路群により所定の遅延を与えられ、パルサー群により高電圧の駆動パルスが作られる。そしてこれらの駆動パルスが超音波振動子を駆動すると、発生した超音波ビームは振動子から所定の方向に向けて送波される。

そして超音波ビームの反射波は、前記同一の振動子に受波され、プリアンプにより各々の振動子の受信信号は増幅され、受信遅延回路群により各

々所定の遅延時間を与えられる。さらに受信遅延回路群で所定の遅延時間を与えられた信号は、加算回路により加算合成される。この加算信号は、前述した実施例のミクサー10に出力し、後の処理は前述した実施例と同様である。なお前記遅延制御回路は送信遅延回路群、受信遅延回路群の遅延時間を変えることにより、セクタ走査を行なうので、モニタなどの表示器にも前述した周波数スペクトラムパターンと同様な周波数スペクトラムパターンを得ることができる。

このほか本発明は、本発明の要旨を逸脱しない範囲で種々変形実施可能であるのは勿論である。

#### 【発明の効果】

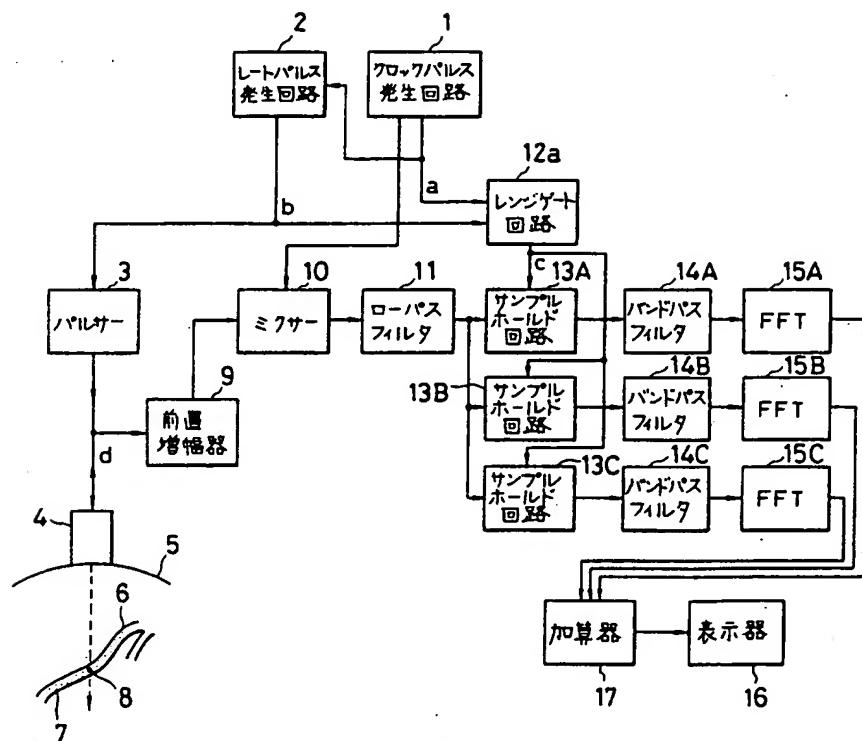
本発明によれば、設定されたレンジゲートをいくつかのレンジゲートに分割し、その分割されたレンジゲート毎に積分及びサンプリングしてドップラ信号を抽出すると、位相情報がなくなる。この位相情報がなくなった状態で加算を行ない、これら加算した信号を設定されたレンジゲート位置からの血流によるドップラ信号として、血流情報を表

示するので、空間的なコンパウンド効果が得られ、スペックルパターンが減少でき、ドプラスペクトラムを使用した際の計測時の誤差や表示ドプラスペクトラムのみかけ上の美しさを損なわなくなる超音波診断装置を提供できる。

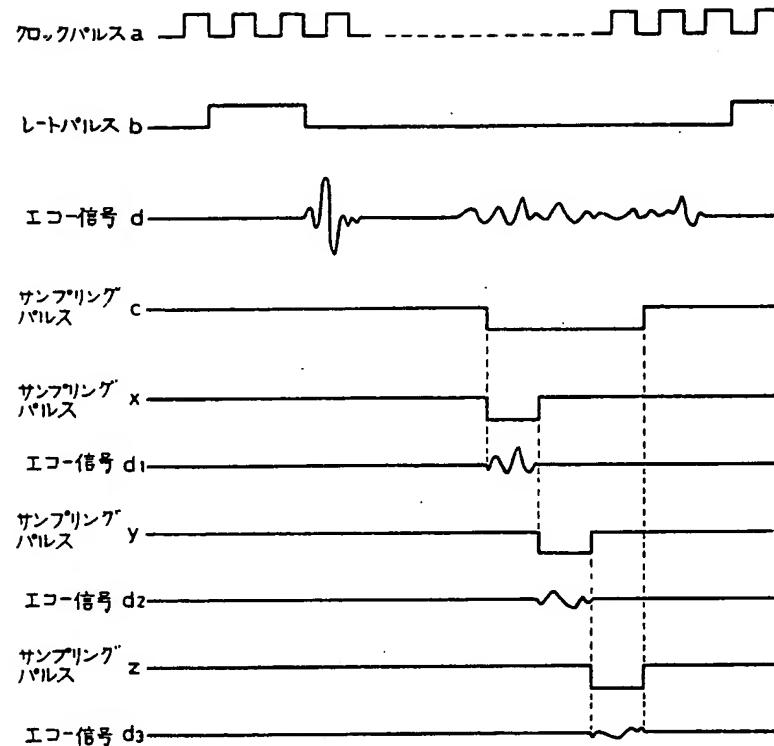
#### 4. 図面の簡単な説明

第1図は本発明に係る超音波診断装置の一実施例としてのパルスドプラ血流計測装置を示す概略ブロック図、第2図は前記実施例の各部のタイミングチャート図、第3図は従来のパルスドプラ血流計測装置を示す概略ブロック図、第4図は前記装置の各部のタイミングチャート図である。

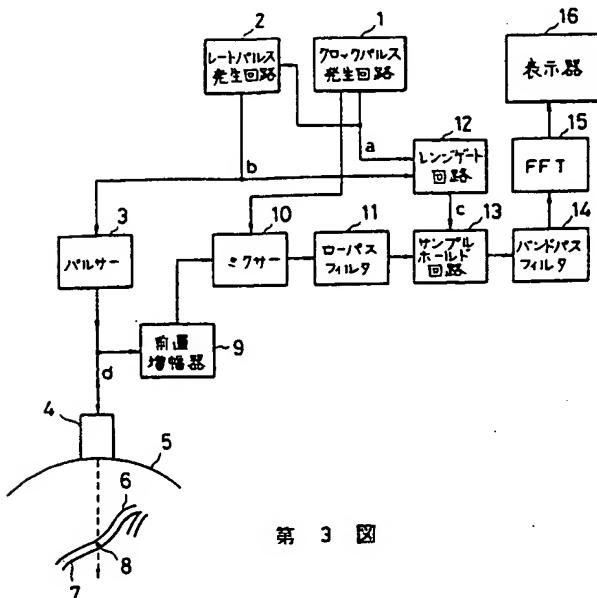
1…クロックパルス発生回路、2…レートパルス発生回路、3…パルサー、4…超音波振動子、9…前置増幅器、10…ミクサー、11…ローパスフィルタ、12, 12a…レンジゲート回路、13, 13A～13C…サンプルホールド回路、14, 14A～14C…バンドパスフィルター、15, 15A～15C…FFT、16…表示器、17…加算器。



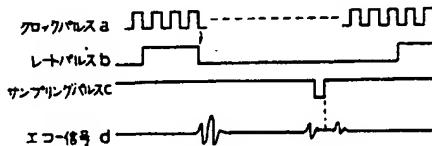
第1図



第 2 図



第 3 図



第 4 図